

**VERGLEICHENDE UNTERSUCHUNGEN
ZUR ANALOGEN UND DIGITALEN DARSTELLUNG
VON SZINTILLATIONSKAMERA-BEFUNDEN**

von

Ernst Wolfgang Trebin

aus

Regensburg



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus dem Institut und Poliklinik für Nuklearmedizin

der Universität Erlangen-Nürnberg

Direktor: Prof. Dr. F. Wolf

VERGLEICHENDE UNTERSUCHUNGEN ZUR ANALOGEN UND DIGITALEN DARSTELLUNG VON SZINTILLATIONSKAMERA-BEFUNDEN

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde

dem Fachbereich Medizin

der Friedrich - Alexander - Universität

Erlangen - Nürnberg

vorgelegt

von

Ernst Wolfgang Trebin

aus

Regensburg

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs Medizin
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof.Dr.E.Rügheimer

Referent: Prof.Dr.F.Wolf

Tag der mündlichen Prüfung: 29.03.1979

Inhaltsübersicht

Seite

I.	Einleitung	4
II.	Physikalisch-technische Grundlagen	7
III.	Aufgabenstellung	11
IV.	Phantom-Untersuchungen	12
V.	Vergleichsstudie	27
VI.	Diskussion	30
VII.	Zusammenfassung	39
VIII.	Literaturverzeichnis	40

I. Einleitung

Szintigraphische Untersuchungsverfahren zur Lokalisation und Darstellung aktivitätsanreichernder Organe nach Inkorporation geeigneter Radionuklide sind für die nuklearmedizinische Diagnostik unentbehrlich geworden. Erste Versuche in Richtung einer szintigraphischen Lokalisation (siehe LAUGHLIN - 28; FEINE - 17) wurden 1951 von TAYLOR und STEWART (48) beschrieben. Dabei wurde ein Geiger-Müller-Zählrohr von Hand entlang einer Zeilenschablone über der Schilddrüse verschoben. Die derart gemessenen Impulswerte schrieb man als Zahlen im entsprechenden Planquadrat (d.h. in Zeilen und Spalten einer groben Matrix) nieder. Eine optisch brauchbare Darstellung erhielt man, indem man Meßpunkte gleicher Größe durch sogenannte Isoimpulslinien verband. In ähnlicher Weise arbeiteten POCHIN (38) und HUGHES-JONES (21). Von diesen Anfängen führte die Entwicklung innerhalb einiger Jahre zu den heute gebräuchlichen Scannern, die mit Szintillationszählern ausgerüstet sind. Solche Meßgeräte tasten das Untersuchungsgebiet automatisch zeilenweise ab, die vom Meßkopf aufgenommenen Impulse werden meist als Strichmarken auf Papier (beim Photoscan als Lichtmarken auf Filmmaterial; KÜHL - 25) wiedergegeben. Bei dieser Art der Darstellung sind Unterschiede in der Verteilung des verwendeten Nuklids als Dichteunterschiede im Strichmuster zu erkennen. Die Farbszintigraphie (MALLARD et al. - 32, 33), bei der in Abhängigkeit von der Impulsdichte zusätzlich zum Strich-

muster eine Farbdiskriminierung vorgenommen wird, führt zu einem besser perzipierbaren Bild des morphologischen und funktionellen Zustandes des untersuchten Organs.

Parallel zur Abbildung durch Scan-Technik, bei der das Untersuchungsgebiet zeilenweise abgetastet wird, hat sich die Szintigraphie mit stehenden Detektoren entwickelt. Der 1955 von FUCKS und KNIPPING (18) beschriebenen Gamma-Retina, einer Anordnung von Geiger-Müller-Zählrohren, kam zunächst keine große Bedeutung zu, ebenso wenig dem Auto-fluoroskop nach BENDER und BLAU (5, 6) mit einem Raster optisch getrennter Szintillationsdetektoren. Rasche Verbreitung erfuhr hingegen die 1952-67 von ANGER (3, 4) entwickelte Gamma-Kamera (auch Anger-Kamera oder Szintillationskamera genannt). Bei diesem System empfängt ein kreisförmiger NaJ-Einkristall mit einem Durchmesser von ca. 25 cm und mehr simultan die vom gesamten Untersuchungsgebiet einfallenden γ -Quanten. Den spezifischen Vorteilen der Szintillationskamera, wie der höheren Empfindlichkeit, die eine kürzere Untersuchungszeit bzw. eine geringere Dosierung des verwendeten Isotops erlaubt, oder der Möglichkeit einer Funktionsdarstellung durch rasche Bildfolgen (Sequenzszintigraphie), steht der Nachteil einer in Form des Analogbildes wenig flexiblen Abbildung gegenüber. Diese Art der Darstellung erlaubt z.B. keine auf zeitliche Impulsintegration beruhenden Modifikationen, wie sie der Scanner in Form der Farbdiskrimination, der Background-Subtraktion (CASSEN- 13), der cut off-Technik bietet, Eigenschaften, die trotz der geringen Photonendichte der

frühen Jahre der Nuklearmedizin das Scan-Bild lesbar und bewertbar machten.

Einerseits diese Grenzen des Analogbildes zu überwinden, d.h. den Fähigkeiten der Szintillationskamera durch ein modifiziertes Display besser gerecht zu werden, andererseits die Einsatzmöglichkeiten der Szintigraphie im allgemeinen zu erweitern, war Ziel zahlreicher Arbeiten, die sich überwiegend auf die elektronische Datenverarbeitung stützen (siehe die Beiträge zu den Symposien über Medical Scintigraphy 1964, '68, '72, '74, '76). Im wesentlichen verfolgte die Weiterentwicklung der Geräte zwei Ziele:

- 1) das abbildende System in seinem Auflösungsvermögen zu verbessern;
- 2) die Darstellungsform, das Display zu verbessern, um Abweichungen von der Norm möglichst deutlich wiedergeben zu können; gebräuchliche Techniken sind hierbei Background-Subtraktion, Kontraststeigerung, quantitative Darstellung u.a..

Allgemein soll die Lesbarkeit der Darstellung erhöht sowie Übermittlung und Abspeicherung von Befunden erleichtert werden. Hinzu kommen weitere Möglichkeiten, die sich erst aus der Anwendung der elektronischen Datenverarbeitung ergeben, wie z.B. Doppelnukliduntersuchungen oder Gewinnung von Zeitaktivitätskurven bei der Funktionsszintigraphie.

II. Physikalisch-technische Grundlagen

Das Ziel einer szintigraphischen Untersuchung ist die Darstellung der Verteilungsverhältnisse eines Radionuklids oder einer markierten Verbindung im Organismus des Probanden. Als Detektor für die Gammastrahlung dient in der Szintillationskamera eine NaJ-(Tl)-Einkristall-Scheibe. Ein durch den Kollimator - im allgemeinen mit parallelen Bohrungen - einfallendes Gamma-Quant wird von Photomultipliern geortet und als Impuls über die an das Detektorsystem angeschlossene Elektronik an den Monitor weitergeleitet. Dessen Elektronenstrahl wird durch ein Doppelsignal gesteuert, das in Form von Spannungswerten die Positions-Koordinaten des Einfallsortes beschreibt, zugeordnet der γ -Energie die Hellsteuerung. Die auf dem Leuchtschirm erscheinenden Lichtpunkte werden auf Polaroidfilm integrierend festgehalten. Variiert werden können am Analogbild die Gesamtimpulszahl, die Helligkeit und Fokussierung des einzelnen Bildpunktes.

Für die Weiterverarbeitung dieser einfachen Grundinformation mit Hilfe der elektronischen Datenverarbeitung ist die Umwandlung der analogen Information in eine digitale Form, d.h. die Umsetzung von Spannungswerten in diskrete Zahlenwerte bezüglich Position und jeweiliger Impulszahl unumgänglich. Man bedient sich hierzu einer Matrix, d.h. einer Rasterung des Gesamtbildes in sog. Elementarbilder (Iinuma - 22), denen jeweils ein bestimmtes Areal im

Sichtfeld der Kamera sowie ein Speicherplatz zugeordnet sind. Im Kristall absorbierte Gamma-Quanten werden also im Speicher des zugehörigen Areals als Impulse aufaddiert, deren Einzelsumme die Impulsdichte repräsentiert und Ausgangswert ist für die Weiterverarbeitung, beispielsweise die Diskriminierung in verschiedene Farb- oder Häufigkeitsstufen entsprechend der Aktivitätsverteilung.

Dieser unmittelbaren Zuordnung der Impulse zu einer Rasterposition als "frame-mode" steht der "list-mode" gegenüber als ein Verfahren, bei dem die Impulse in ihrer zeitlichen Abfolge zunächst als Positionskoordinaten gespeichert und erst zum Display - nach abgeschlossener Impulssammlung - einer Rasterung unterworfen werden. Dieses Verfahren hat u.a. den Vorteil des "zooming", d.h. es erlaubt, bei unveränderter Monitor-Matrix, das Kamera-Sichtfeld sowohl im Ganzen als auch in Ausschnitten abzubilden, wobei in letzterem Fall die Rasterung, bezogen auf das Gesamtbild, in entsprechender Weise verfeinert wird (BUDINGER - 10a).

Für die Untersuchungen standen zwei unterschiedlich ausgerüstete Systeme zur Verfügung, in denen einige der Methoden zur Verbesserung der Bildqualität durch digital-elektronische Bildverarbeitung verwirklicht worden sind. Das zuerst getestete Gerät¹⁾ zeichnet sich durch festverdrahtete Funktionen der Datenverarbeitung aus, arbeitet ausschließlich mit frame-mode und verfügt über ein Farbdisplay. Zum Vergleich wurde ein zweites Gerät²⁾ untersucht,

1) Elscint VDP-2-System mit Pho-Gamma-HP-3-Kamera.

2) Nuklear-Data Med-II-System mit Radicamera.

das frei programmierbar ist (mit einfacher und doppelter Wortlänge), neben frame-mode auch list-mode verwendet und mit Graustufendarstellung arbeitet.

Rasterung und Farbstufen (bzw. andere Arten der Impulsratendarstellung - Lit.: 2, 10, 10a, 39, 41, 46, 49, 51) sind die wesentlichen Merkmale des digital-elektronischen Displays.

Das in frame-mode arbeitende Gerät gestattet den Einsatz verschiedener Matrix-Formate. Die übliche Einstellung ist 96 x 96, entsprechend der maximalen Bildschirmkapazität. Die gröberen Raster von 32 x 32 und 64 x 64 Bildpunkten finden vor allem bei Sequenzaufnahmen Verwendung. Die feinste Rasterung von 128 x 128 Bildpunkten bezieht sich auf das Kamera-Sichtfeld, auf dem Monitor werden hierbei nur die zentralen 96 x 96 Bildpunkte wiedergegeben, ein Ausschnitt des Kamerabildes also. Die Matrix-Formate sind vor der Aufnahme zu wählen.

Zur Impulsratendarstellung besitzt dieses Gerät eine Grundeinteilung von acht Stufen, die durch Farben in spektraler Anordnung oder wahlweise durch Grauwerte gekennzeichnet sind. Die Abstufung ist linear. Über die Variationsmöglichkeiten dieser Stufenskala wie Raffung und Verschieben der Basislinie informiert Fig. 1. Weitere Modifikationen erzielt man durch Back-Ground-Subtraktion und Elimination einzelner Farben zum Zwecke einer verdeutlichten Darstellung.

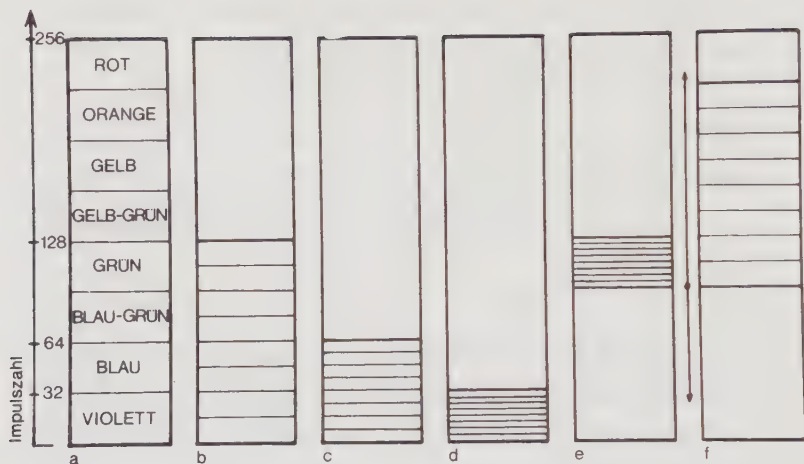


Fig. 1: Farbabstufung im digitalelektronischen Display.

a: Senkrecht aufgeführt die Farbsymbolik, die die Impulszahl innerhalb eines Elementarbildes kennzeichnet (so angewandt bei dem von uns benutzten Frame-mode-Modell). Die maximale Impulszahl pro Rasterposition ist hierbei 256.

b bis d: Einengung der Farbskala zur Anpassung an ein geringeres Impulsaufkommen.

e, f: Verschieben der Basislinie zur feinabgestuften Untersuchung.

III. Fragestellung

Der Einsatz digital-elektronischer Systeme liefert z.T. sehr anschauliche Gamma-Kamera-Befunde mit mehrfarbig abgestufter Wiedergabe der Impulsverteilung und der Möglichkeit der quantitativen Bildauswertung. Darüberhinaus stehen eindrucksvolle Zusatzfunktionen zur Verfügung von Doppelisotopen-Studien bis zu Zeit-Aktivitäts-Diagrammen und Speichermöglichkeiten auf Band oder Magnet-Platte. Voraussetzung für die digital-elektronische Bildverarbeitung ist die Rasterung, die einen Verlust an Auflösungsvermögen erwarten läßt.

In dieser Arbeit wird versucht, diesen Verlust am Beispiel zweier unterschiedlicher Systeme unter verschiedenen Bedingungen quantitativ zu erfassen sowie abzuschätzen, welche Erwartungen in dieser Hinsicht an die technische Weiterentwicklung zu stellen sind.

Weiter werden die Ergebnisse einer Studie vorgelegt, die sich allgemein orientierend mit dem Vergleich zwischen Analogbild und digital-elektronischem Display beschäftigt unter Zusammenfassung von Vor- und Nachteilen.

IV. Vergleich des Auflösungsvermögens von analogem und digital-elektronischem Display mittels eines Winkelphantoms

1. Versuchsaufbau und Phantombeschreibung

Das Auflösungsvermögen beider Systeme wurde mit Hilfe eines Winkelphantoms untersucht. Dieses Phantom war bei den Versuchsaufnahmen unmittelbar vor dem Kamerakristall angebracht - ohne Zwischenschaltung eines Kollimators; die Gammastrahlung lieferte eine ^{99m}Tc -Punktquelle aus der Entfernung von 140 cm (ca. 15 mCi).

Das Winkelphantom besteht aus einer Flexiglasplatte, auf der zwei Winkel von 7° und 10° durch Bleistreifen von 6 mm Breite und 5 mm Stärke eingefast werden (siehe Fig. 2). Die vom Phantomzentrum zur Peripherie sich öffnenden Winkel erlauben eine stufenlose Bestimmung des minimalen Abstandes zweier noch getrennt wiedergegebener Punkte - im jeweiligen Darstellungssystem bei der jeweiligen Einstellung. Da das Auflösungsvermögen begrenzt ist, werden die Winkelschenkel unterhalb einer bestimmten Distanz zum Phantomzentrum nicht mehr getrennt abgebildet. Die Verschmelzung erfolgt dort, wo der Abstand beider Bleischenkel gleich ist der kleinsten noch aufzulösenden Strecke (Bild 1 und 2). Proportional zu dieser Strecke verhält sich die Distanz Phantomzentrum-Verschmelzungspunkt; sie wurde deshalb als Meßgröße herangezogen. Ihre Größe war mittels der am Phantom angebrachten Meßmarke zu bestimmen.

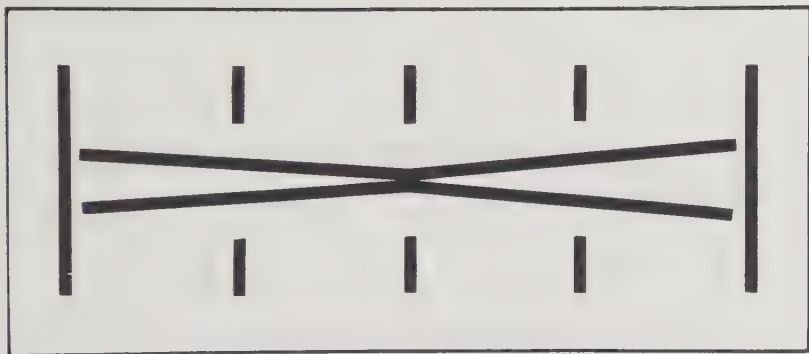


Fig. 2: Grundriß des Winkelphantoms im Maßstab 1:2.

Öffnungswinkel links: 7° , rechts: 10° .

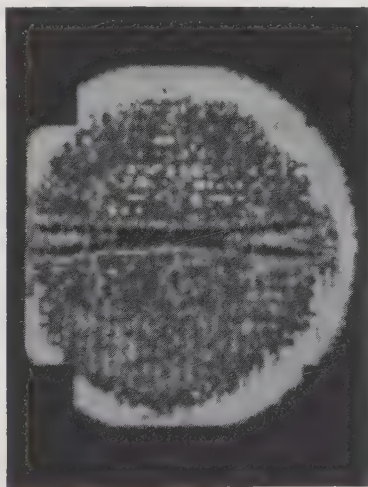


Bild 1 und 2: Wiedergabe des Winkelphantoms in Analog-
und Farbdisplay (96x96-Matrix)

2. Messungen

Mit Hilfe dieses Winkelphantoms führten wir einen Vergleich durch zwischen

- a) Analogbild,
- b) Frame mode-Display ohne weitere Datenbearbeitung,
- c) Frame mode-Display mit Glättungsprozeß,
- d) List mode-Aufnahme und -Display.

Impulsaufkommen bei den Phantomversuchen

Da aufgrund statistischer Verhältnisse eine optimale Darstellung nur bei hohen Impulszahlen gewährleistet ist, wurde bei den Versuchsaufnahmen stets ein maximales Impulsaufkommen angestrebt. Zu diesem Zweck wurde beim digital-elektronischen System die Impulssammlung erst dann beendet, wenn in den Arealen der größten Impulsdichte die maximale Speicherkapazität erreicht war (= 256 Impulse pro Elementarbild). Das Gesamtimpulsaufkommen war hierbei vom Matrixformat abhängig und belief sich auf 2×10^5 bis 2×10^6 Impulse.

Auch für das Analogbild wurde stets eine optimale Sättigung angestrebt, die bei 6×10^5 Impulsen erreicht war. Darüber hinauszugehen hätte erfahrungsgemäß keine Verbesserung der Bildqualität erbracht. Nicht relevant erschien es uns, die Gesamtimpulszahl des Analogbildes am Impulsaufkommen des Farbbildes bei den verschiedenen Matrixformaten auszurichten.

3. Ergebnisse

a) Analogbild

Die Versuchsreihe erbrachte für das analoge Display 16 Meßwerte, deren Durchschnitt die Bezugsgröße für die weitere Versuchsauswertung, für Graphik und Berechnung bildet (siehe Tab. 1).

b) Frame-mode-Display ohne weitere Datenverarbeitung

Die Untersuchung dieses Systems wurde in allen vier wählbaren Matrix-Formaten (32x32 bis 128x128) durchgeführt, wobei für jedes Format vier Meßwerte ermittelt wurden.

Graphik und mathematische Formulierung.

Das Auflösungsvermögen ist umso besser, je kleiner der Meßwert (d.h. Abstand Phantomzentrum-Verschmelzungspunkt). Daher ist es günstig, dessen reziproke Größe als relatives Maß des Auflösungsvermögens heranzuziehen. Dieser reziproke Wert wurde zu Vergleichszwecken in Beziehung gesetzt zu dem entsprechenden Wert des Analogbildes. Die dieserart ermittelten Vergleichswerte des Auflösungsvermögens gibt die Graphik (Fig. 3) in der Ordinate wieder. Dabei ist der Durchschnitt der Analogbildwerte (A) als Bezugsgröße gleich 1,0 (bzw. 100 %). Die Relativwerte des Auflösungsvermögens im digital-elektronischen Display sind entsprechend den verschiedenen Matrixformaten (Abszisse) eingetragen. Die vertikalen Säulen bezeichnen die Streuung der Werte, deren Durchschnitt der betonte Querstrich angibt.

Aus den jeweiligen Durchschnittswerten wurde die in der Graphik dargestellte Kurve entwickelt, welche die Veränderung des Auflösungsvermögens im digital-elektronischen Display bei zunehmender Rasterverfeinerung veranschaulicht. Beschrieben wird diese Kurve durch folgende Exponentialfunktion:

$$y = b (1 - a^{-x}) .$$

Eine Exponentialfunktion in dieser Formulierung erschien deshalb angebracht, weil folgende Bedingungen erfüllt werden mußten:

- Nulldurchgang
- Annäherung an eine Asymptote
- 2 charakteristische Parameter:
a = Anstiegssteilheit, b = Asymptote.

Aufgrund der Meßwerte errechnen sich die Parameter folgendermaßen:

$$a = 2,014 \text{ und}$$

$$b = 0,84,$$

wobei gilt: $x = 1, 2, 4, 8 \dots$ statt $32, 64, 128, 256 \dots$

Auswertung

Aufgrund der Versuchsergebnisse, der Graphik und der Kurvengleichung lassen sich folgende Aussagen treffen (vergl. Tab. 1):

- Es fällt auf, daß die Kurve, auf der die Relativwerte des Auflösungsvermögens liegen, sich mit zu-

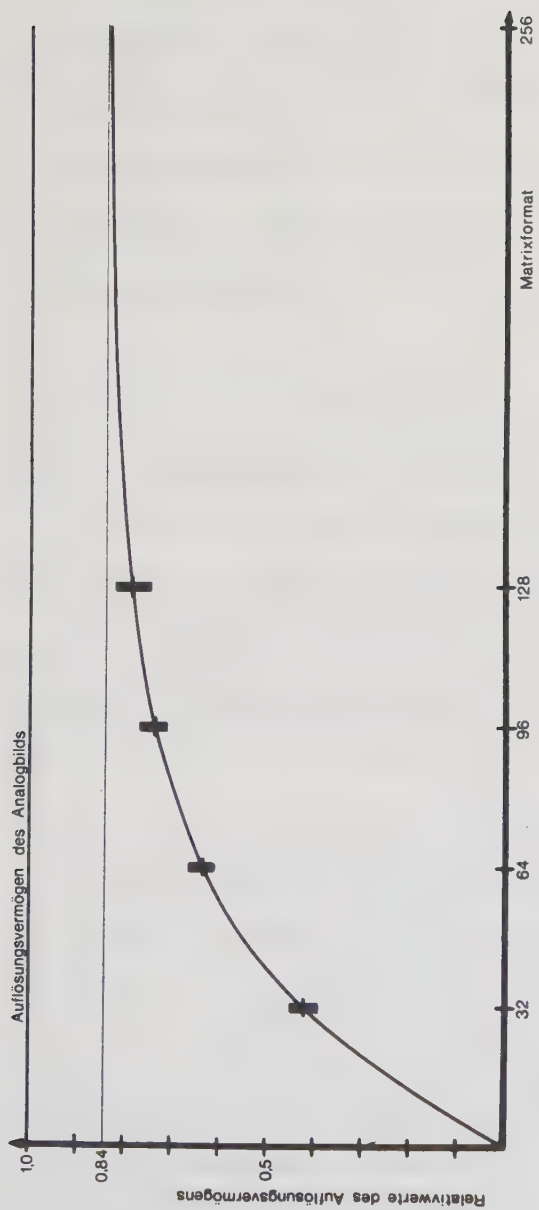


Fig. 3: Auflösungsvermögen im ungeglätteten Farbdisplay (frame mode), abhängig vom Matrixformat, in Relation zum Auflösungsvermögen des Analogbilds.

nehmender Verfeinerung des Bildrasters (fiktiv bis $x = \infty$) nicht dem Wert $y = 1,0$ nähert, der dem Auflösungsvermögen des Analogbildes entspricht, sondern sich einer Asymptote angleicht, die 16 % darunter liegt ($y = 0,84$, gleich dem Parameter b der Kurvengleichung). Das bedeutet: Das von uns getestete Gerät bringt bei dem vorgegebenen Phantom einen prinzipiellen Verlust an Auflösungsvermögen von ca. 16 % gegenüber dem nativen Analogbild.

- Die in unserem Gerät verwirklichte Verfeinerung des Rasters von 64×64 Matrixpunkten auf 96×96 Punkte schlägt mit einem Gewinn an Auflösungsvermögen von etwa mehr als 10 % (gemessen am Analogbild) zu Buche.
- Bei 96×96 Punkten beträgt der Abstand zum Idealwert noch weitere 10 %, der Abstand zum Auflösungsvermögen des Analogbildes 26 %. Das digital-elektronische Verfahren fällt also in der Standardeinstellung hinsichtlich des Auflösungsvermögens gegenüber dem Analogbild um ein Viertel ab.
- Die weiterhin mögliche, aber mit einer Verkleinerung des Sichtfeldes einhergehende Rasterverfeinerung auf 128×128 Punkte halbiert die Distanz zum Idealwert des digital-elektronischen Displays auf 5 %. Abstand zum Auflösungsvermögen des Analogbildes: 21 %.
- Aufgrund der Graphik und der Kurvengleichung läßt sich abschätzen, daß eine - fiktive - Verfeinerung des Rasters auf 256×256 Punkte die Möglichkeiten des digital-elektronischen Displays in der uns vorliegenden Form hinsichtlich des Auflösungsvermögens so gut wie völlig ausschöpfen würde.

Dies gilt aber nur zu den Bedingungen, denen auch das 128 x 128-Punkte-Raster unterliegt: die Verfeinerung müßte auf einer Einengung des Gesichtsfeldes beruhen. Wie hingegen die Dinge sich verhielten, wenn die Gerätekonstruktion primär auf ein solches Raster aufbauen würde, d.h. 256 x 256 Punkte über das gesamte Kamerablickfeld verteilt, darüber läßt sich aufgrund dieser Versuchsreihe nichts aussagen.

Absolutwerte des Auflösungsvermögens

Mit Hilfe des Winkelphantoms lassen sich auch die Absolutwerte des Auflösungsvermögens ermitteln; Tab. 1 gibt sie wieder. Sie beziehen sich auf das Sichtfeld des Kamerakristalls und entstammen der beschriebenen Versuchsreihe mit dem Winkelphantom. Hierbei wurde, wie oben ausgeführt, kein Kollimator zwischengeschaltet. Es sind also bei regulärem Kameraeinsatz etwas schlechtere Werte zu veranschlagen.

•

Tab. 1: Relativ- und Absolutwerte des Auflösungsvermögens im ungeglätteten Farbdisplay (frame mode)
- vergl. Fig. 3.

		Relativwerte ¹⁾	Absolutwerte ²⁾
Analogbild		1,0	3,675 mm
Digital-elektr.Display			
Matrixformat	32x32	0,423	8,69 mm
	64x64	0,633	5,81 mm
	96x96	0,737	4,99 mm
	128x128	0,789	4,66 mm
	256x256	0,836	4,40 mm
	Asymptote	0,840	4,37 mm

1) Reziproker Ausdruck der kleinsten auflösbaren Distanz, bezogen auf das Auflösungsvermögen des Analogbilds.

2) Kleinste auflösbare Strecke im Sichtfeld des Kamera-kristalls; ohne Kollimator.

c) Frame mode-Display mit Glätten

Beim Eintreffen einer begrenzten Zahl von Impulsen kommt es als Ausdruck der Ereigniswahrscheinlichkeit zu einer statistischen Fluktuation. Ihr Ausmaß steht indirekt proportional zum Quadrat der Impulsdichte. Um die dadurch bedingten unrealen Feinstrukturen zu beseitigen mit dem Zweck einer glattkonturierten Organdarstellung, führt man das sogenannte Glätten (engl. smoothing) durch. Es handelt sich um eine statistische Ausgleichsrechnung (engl. averaging) zwischen den einzelnen Rasterpositionen, wobei den betroffenen und benachbarten Elementarbildern eine unterschiedliche Gewichtung zukommt. Über die Verteilung dieser Gewichtung beim hier vorliegenden 9-Punkte-Glätten orientiert Fig. 4. Man erzielt durch den beschriebenen Prozeß eine Darstellung mit glatten Farbkonturen, hat aber mit einer Einbuße im Auflösungsvermögen zu rechnen. (Literatur: 37, 47).

1	2	1
2	4	2
1	2	1

Fig. 4: Wertigkeit der Rasterpositionen beim 9-Punkte-Glätten in Anlehnung an die Gaußsche Glockenfunktion.

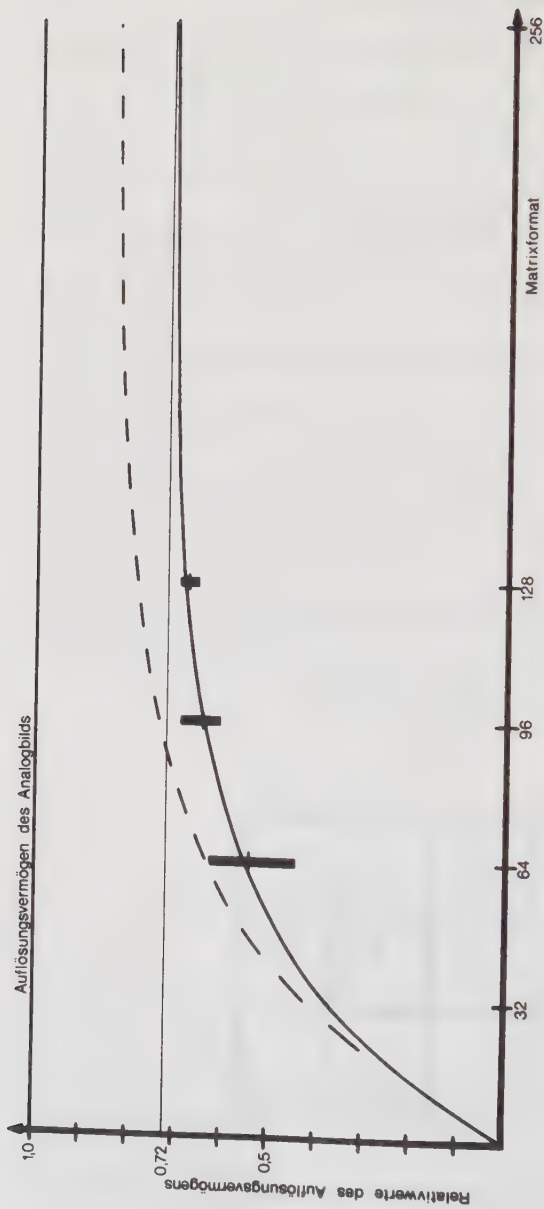


Fig. 5: Auflösungsvermögen im geglätteten Farbdisplay (frame mode), abhängig vom Matrixformat, in Relation zum Auflösungsvermögen des Analogbilds (gestrichelte Kurve: Auflösungsvermögen im ungeglätteten Farbdisplay).

In der gleichen Weise, wie für die ungeglättete Darstellung beschrieben, wurden auch die Relativwerte des Auflösungsvermögens im geglätteten Display gewonnen und ausgewertet (siehe Fig. 5).

Die mit den einzelnen Matrixformaten ermittelten Durchschnittswerte liegen auf einer Kurve, welche beschrieben wird durch die Gleichung

$$y = b (1 - a^{-x}).$$

Als Parameter errechnen sich hierbei:

$$a = 2,11 \text{ und}$$

$$b = 0,72,$$

wobei gilt: $x = 1, 2, 4, 8 \dots$ statt $32, 64, 128, 256 \dots$.

Auswertung:

- Die Asymptote, d.h. der Idealwert des Auflösungsvermögens liegt nach dem Glättungsprozeß bei $y = 0,72$. Der prinzipielle Abfall gegenüber dem Analogbild beträgt also 28 %.
- Das Auflösungsvermögen des geglätteten Displays erreicht das der ungeglätteten digital-elektronischen Darstellung stets nur zu 86 %. Das gilt für alle wählbaren Matrixformate sowie für die Idealwerte bei theoretischer unendlicher Verfeinerung des Rasters.
- Der Verlust an Auflösungsvermögen beträgt im geglätteten Bild bei Normaleinstellung (96 x 96-Punkte Matrix) gegenüber dem Analogbild 36 %.

4. List mode Display

Zum Vergleich bezogen wir in unsere Versuchsreihe mit dem Winkelphantom ein mit list mode arbeitendes Gerät zur digital-elektronischen Bildwiedergabe mit ein (techn. Erläuterungen siehe Abschnitt II). Die Monitor-Matrix ist bei dem verwendeten Gerät 64 x 64. Bei diesem und größeren Rastern wird das Gesamtbild dargestellt, bei feinerer Rasterung wird ein frei zu wählender Ausschnitt abgebildet.

Im Gegensatz zum vorausgehend beschriebenen Gerät verfügt das im list mode verwandte Gerät über ein Oszilloskop, die Helligkeit des Lichtpunktes wird hierbei stufenlos entsprechend der Impulszahl gesteuert.

Die Versuchsbedingungen entsprechen denen des vorausgegangenen Versuches in frame mode-Technik. Die in der Graphik dargestellte Kurve wird beschrieben mit Hilfe der Gleichung:

$$y = b (1 - a^{-x}).$$

Die Parameter errechnen sich als:

$$a = 1,642 \text{ und}$$

$$b = 1,0,$$

wobei gilt: $x = 1,2,4,8 \dots$ statt $32,64,128,256 \dots$.

Auswertung:

- Der Parameter $b = 1,0$ besagt, daß das diesmal verwendete Gerät mit list mode die Fähigkeit besitzt, bei theore-

tisch unendlicher Rasterverfeinerung das Auflösungsvermögen des Analogbildes, also der Primärinformation, zu erreichen. (Bei dem im vorherigen Versuch geprüften Gerät mit frame mode war $b = 0,84$, was einem prinzipiellen Verlust an Auflösungsvermögen von 16 % entspricht).

- Bei Verwendung der 256×256 Matrix (die wir praktisch einsetzen konnten) wird dieses Auflösungsvermögen fast erreicht (es fehlen knapp 2 %). Der Ausschnitt ist dann $1/16$ des Kamera-Sichtfeldes.
- Bei vollständiger Wiedergabe des Kamera-Sichtfeldes - auf 64×64 Bildpunkten - beträgt das Auflösungsvermögen im list mode-Display rund 62 % des im Analogbild Erreichbaren. Das frame mode-Display liegt hierbei (64×64 -Matrix) mit 63 % etwa gleichauf.
- Das volle Kamera-Sichtfeld wird im frame mode-Gerät allerdings noch mit 96×96 Bildpunkten wiedergegeben, und hier beträgt das Auflösungsvermögen rund 74 % des Analogbildwertes.
- Hinsichtlich des technisch-erreichbaren Auflösungsvermögens ist also das list mode-Display überlegen, im Routine-Einsatz hingegen, bei dem im Allgemeinen das Gesamtbild bewertet wird, liegt der Vorteil hinsichtlich des Auflösungsvermögens beim frame mode-Display mit seinem 96×96 -Punkte-Monitor.
- Das absolute Auflösungsvermögen schließlich beträgt bei dem diesmal verwendeten Kamera-System 3,30 mm für die kleinste aufzulösende Strecke im Analogbild. (Zum Vergleich: das absolute Auflösungsvermögen wurde in dem beim vorherigen Versuch verwendeten Kamera-System mit 3,7 mm ermittelt).

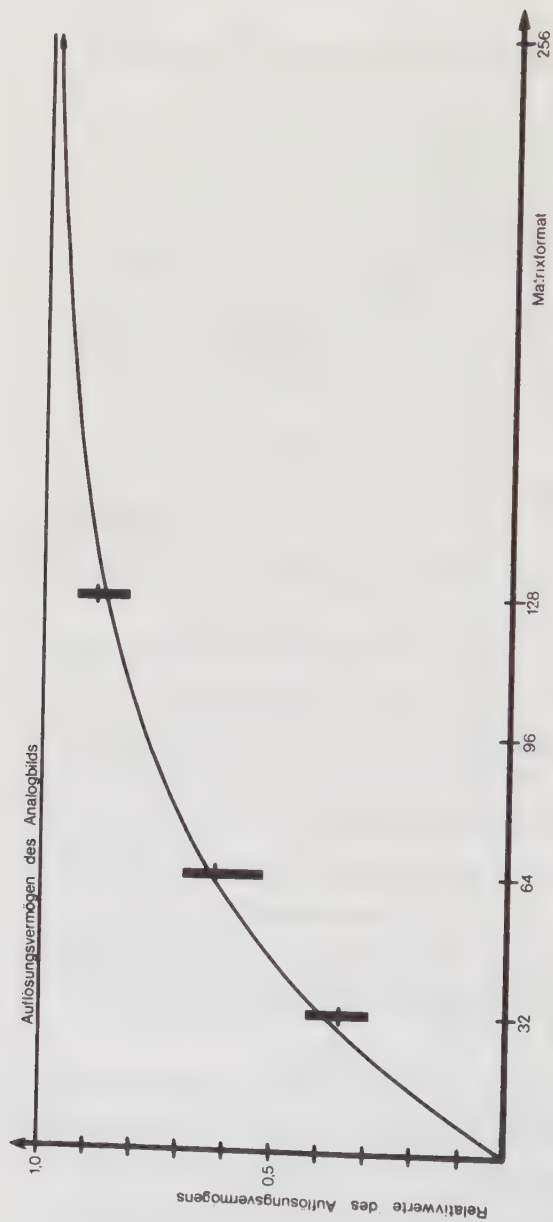


Fig. 6: Auflösungsvermögen im digital-elektronischen System nach list mode, abhängig vom Matrixformat, in Relation zum Auflösungsvermögen des Analogbilds.

V. Vergleich zwischen Analogbild und digital-elektronischem Display nach Kriterien der Bildqualität

Im Rahmen der Untersuchungen konnte anhand von 466 Einzelbefunden die Bildqualität von Analogbild und digital-elektronischem Display (Farbmatrix) gegenüberstellend verglichen werden. Jeder Befund lag dabei vor sowohl als Analogbild in dreifach helligkeits-abgestufter Schwarz-Weiß-Darstellung als auch als Farb-Dia-Dokumentation des Monitorbildes. Die Farbdarstellungen waren teils geglättet, teils ungeglättet, aufgenommen in der für die Diagnostik jeweils als günstigst erachteten Einstellung.

Der Vergleich orientierte sich an den Kriterien:

- Auflösungsvermögen
- Quantitative Beurteilbarkeit
- Kontrast.

Zur Auswertung wurden pro Einzelbefund jeder Darstellungsart 0-3 Punkte für jedes der genannten Kriterien zugeteilt. Die Punkte wurden nach untersuchtem Organ zusammengefaßt und sind in Tab. 2 in Prozent der maximal erreichbaren Punktzahl wiedergegeben. Zusätzlich enthält Tab. 2 Angaben über die Übereinstimmung bei wiederholter Auswertung durch den Untersucher in zeitlich längerem Abstand (leichte Abweichung = Differenz von 1 Punkt innerhalb aller drei Sparten; starke Abweichung = Differenz von mindestens 2 Punkten).

Tab. 2: Ergebnisse der Vergleichsuntersuchung

Leber-Milz-Szintigramme

73 Befunde, davon 58 normal, 15 patholog., 15 ungeglättet, 58 geglättet

	Auflösung	Quantitative Beurteilbarkeit	Kontrast	Gesamt
Analogbild	100 %	98,6 %	97,2 %	98,6 %
Digitalbild	84,9 %	96,8 %	95,0 %	92,2 %

Übereinstimmung (bei wiederholter Untersuchung): 54 %; leichte Abweichung: 45 %; starke Abweichung: 1 %.

Hirn-Szintigramme

132 Befunde, davon 119 normal, 13 patholog., alle ungeglättet

	Auflösung	Quantitative Beurteilbarkeit	Kontrast	Gesamt
Analogbild	96,5 %	100 %	100 %	98,5 %
Digitalbild	74,0 %	100 %	85,4 %	86,3 %

Übereinstimmung (bei wiederholter Untersuchung): 72 %; leichte Abweichung: 26 %; starke Abweichung: 2 %.

Nieren-Szintigramme

25 Befunde, davon 21 normal, 4 patholog., 22 ungeglättet, 3 geglättet

	Auflösung	Quantitative Beurteilbarkeit	Kontrast	Gesamt
Analogbild	100 %	94,6 %	100 %	98,2 %
Digitalbild	84,0 %	100 %	94,6 %	92,9 %

Übereinstimmung (bei wiederholter Untersuchung): 80 %; leichte Abweichung: 20 %; starke Abweichung: 0 %.

Lungen-Szintigramme

46 Befunde, davon 31 normal, 15 patholog., 42 ungeglättet, 4 geglättet.

	Auflösung	Quantitative Beurteilbarkeit	Kontrast	Gesamt
Analogbild	96,4 %	96,4 %	100 %	97,6 %
Digitalbild	74,6 %	99,3 %	86,2 %	86,7 %

Übereinstimmung (bei wiederholter Untersuchung): 55 %; leichte Abweichung: 41 %; starke Abweichung: 4 %.

Skelet-Szintigramme

190 Befunde, davon 150 normal, 40 patholog., alle ungeglättet.

	Auflösung	Quantitative Beurteilbarkeit	Kontrast	Gesamt
Analogbild	94,6 %	100 %	96,3 %	96,9 %
Digitalbild	69,1 %	100 %	77,0 %	82,0 %

Übereinstimmung (bei wiederholter Untersuchung): 66 %; leichte Abweichung: 31 %; starke Abweichung: 3 %.

Summation aller Organbefunde

466 Befunde; davon 379 normal, 87 patholog., 401 ungeglättet, 65 geglättet.

	Auflösung	Quantitative Beurteilbarkeit	Kontrast	Gesamt
Analogbild	96,4 %	99,0 %	97,8 %	97,8 %
Digitalbild	74,3 %	99,2 %	84,1 %	85,7 %

Übereinstimmung (bei wiederholter Untersuchung): 66 %; leichte Abweichung: 31 %; starke Abweichung: 3 %.

VI. Diskussion

In den letzten Jahren vollzog sich in weitem Umfang der Übergang vom Scanner als dem klassischen abbildenden System der Nuklearmedizin zur Szintillationskamera. Über die Gewinnung von Analogbildern hinaus wurde rasch die Herausforderung der Datenspeicher- und Bearbeitungs-möglichkeiten durch die parallel sich entwickelnde elektronische Datenverarbeitung aufgenommen. Der geräte-technische Fortschritt war einerseits bestimmt durch die allgemeine Entwicklung datenverarbeitender Systeme, andererseits innerhalb der Nuklearmedizin zusätzlich durch eine Vielzahl von Prototypen der hard ware und von Betriebssystemen wie Programm-Ansätzen.

Eine Bewertung der Leistungsfähigkeit einer bestimmten Systemkonfiguration unter medizinischem Aspekt steht für viele der Lösungsvorschläge noch aus. Praxisnahe Abschätzungen über den sinnvollen Einsatz und die Notwendigkeit der Verfahren unter Abwägung von Vor- und Nachteilen hinsichtlich diagnostischer Effizienz - bezogen auf jeweils angemessenen Aufwand - sind wünschenswert.

A. Die Vergleichsuntersuchungen am Winkelphantom sollten den Verlust an Auflösungsvermögen des gerasterten Digitalbildes gegenüber dem Analogbild in Abhängigkeit von der Zahl der Matrix-Elemente, also der Feinheit des Rasters prüfen. Hieraus folgt zwanglos eine Abschätzung über

Sinn und Grenzen der heute technisch möglichen Anwendung von Matrizen zwischen 32×32 bis 512×512 Elementen. Die Relativwerte des Auflösungsvermögens nehmen mit zunehmender Matrix-Verfeinerung zu.

In Übereinstimmung mit informationstheoretischen Erwägungen bleibt jedoch ein Restverlust an Auflösungsvermögen gegenüber dem Analogbild, entsprechend einem Verlust von ca. 16 % bei der benutzten Meßanordnung; er wird auch bei beliebig weiterer Rasterverfeinerung nicht unterschritten. Dieser Zahlenwert von 16 % ist nicht als verallgemeinerbar zu sehen, es geht vielmehr um die Tatsache einer infinitesimalen Annäherung an einen unter 1,0 gelegenen Grenzwert.

Das scheinbare Fehlen dieses Verlustes bei list mode-Aufnahme mit Expansion ist ebenfalls dem individuellen Aspekt der Meßanordnung zuzuschreiben. Während das Farbdisplay nur über 8 Intensitätsstufen verfügt, jedoch auch durch baseline-Verschiebung und Raffung der Farbskala eine Abstufung in Schritten von 1,5 % der Aktivitätsbreite erlaubt (Fig. 1), erfolgt am Oszilloskop der konkurrierenden Anordnung bei vergleichbarer Speichertiefe eine stufenlose Darstellung der Impulsinhalte.

Zu den graphischen Darstellungen in Fig. 2 und 5 ist anzumerken, daß die Meßwerte beim Matrixformat 32×32 nur mit einer Gesamtimpulszahl von 200 000 ermittelt werden konnten - aufgrund einer begrenzten Speichertiefe des verfüg-

baren Gerätes von 2^8 (=256) -, daß somit im Bereich dieses ersten Meßwertes im Kurvenverlauf des Digitalsystems eine Benachteiligung gegenüber dem Analogbild mit 600 000 Impulsen vorlag.

Der Glättungsprozeß zeigte sich in den Phantomversuchen mit einem Verlust an Auflösungsvermögen behaftet, erwies sich jedoch in der Vergleichsstudie in bestimmten Fällen als vorteilhaft: Durch seinen Einsatz erreicht man bei großvolumigen, homogen aufgebauten Organen wie etwa der Leber eine Art Schichtlinienbild - vergleichbar einer Isoimpulsliniendarstellung. Umschriebene Läsionen sind hier besonders deutlich als Einbrüche in dieses System konzentrischer Linien zu erkennen.

B. Die Vergleichsstudie anhand Kriterien der Bildqualität erlaubt, die klinische Relevanz der differierenden Funktionsprinzipien in der verfügbaren Realisierung zu beurteilen. Der subjektive Charakter dieser Bewertung ist unvermeidlich.

1. Auflösungsvermögen:

Der durch die Rasterung bedingte Verlust an Auflösungsvermögen machte sich nicht in dem Maße bemerkbar, wie die Versuche mit dem Winkelphantom erwarten ließen. Es gabe kaum ein Digitalbild, bei dem eine Läsion übersehen werden konnte, die das Analogbild noch zeigte. Die Detailschwäche trat jedoch an feinstrukturierten Organen zutage wie bei der Hirnszintigraphie (Schädelbasis, hintere Schädelgrube)

und der Skeletszintigraphie (Rippen, Wirbelfortsätze). Dementsprechend erreicht das Digitalbild bei diesen beiden Organen hinsichtlich der Auflösung nur 74,0 % bzw. 69,1 % der möglichen Punkte im Gegensatz etwa zur Leber-Milz-Darstellung (84,9 %). Der Verlust an Auflösungsvermögen nimmt dem Digitalbild die Plastizität, die das Analogbild besitzt. Hierzu tragen aber auch die gerasterte Darstellung und die abstrahierende Intensitätskennzeichnung durch Farbsymbole bei.

2. Quantitative Beurteilbarkeit:

Während im Analogbild Aktivitätsunterschiede anhand von Grauwerten abgeschätzt werden müssen, bietet das Digitalbild diesbezüglich konkrete Aussagen. Umschriebene Aktivitätsanreicherungen oder -defekte zeichnen sich deutlich durch unterschiedliche Farbgebung aus. Der Einfluß des Glättungsprozesses hierauf wurde bereits genannt. Eine Aktivitätsdifferenz paariger Organe läßt sich im Digitalbild zuverlässig anhand der Farbstufen erkennen und als Hinweis auf eine Funktionsstörung auswerten (Beispiele: zentral sitzende Ventilations- und Perfusionsstörungen der Lungen; diffuse Parenchymschädigung einer Niere). Die quantitative Darstellung im Farbbild verspricht ferner Vorteile für die Differenzierung von Tumoren aus dem Grad der Aktivitätsanreicherung gegenüber gesundem Gewebe.

3. Kontrast:

Die Wiedergabe der Aktivitätsdifferenzen im Analogbild entspricht einer flachen Gradation, der Kontrast ist im Vergleich geringer. Daher wirkt die analoge Darstellung weich, zuweilen etwas flau und wenig eindrucksvoll. Vorteilhaft

ist dies allerdings bei der Darstellung breiter Aktivitätsspannen, da das Analogbild noch starke Intensitätsunterschiede umfassend und gut beurteilbar wiedergibt. Der optische Kontrast des Digitalbildes, ausgedrückt durch die Farbskala, deren Symbolfarben von dunkelblau bis hellrot reichen, ist kräftiger, weshalb das Farbbild unmittelbar attraktiver wirkt und vor allem für den Nicht-Nuklearmediziner mehr Anschaulichkeit besitzt. Beim Auftreten großer Aktivitätsbreiten ist die Auswertung jedoch erschwert, da Areale von hohem Impulsaufkommen oftmals bereits übersteuert werden, während andere, schwach aktivitätsspeichernde Regionen noch kaum differenziert zu beurteilen sind. Dieses Problem trat gelegentlich bei Hirnszintigrammen zutage, wo zwischen der minimalen Aktivität der Hirnanteile und der hohen Strahlungsintensität der stark vaskularisierten Randgebiete eine große Differenz besteht (85,4 % bei der Bewertung; vergl. Leber-Milz-Szintigraphie mit 95,0 %). In anderen Fällen war es erschwert, die Organgrenzen richtig zu erfassen, bei seichten Gewebepartien wie etwa dem spitzwinklig auslaufenden kaudalen Leberrand.

Allgemein zeigte sich bei der vergleichenden Untersuchung, daß beide Verfahren Eigenheiten besitzen, mit denen der Betrachter vertraut sein muß. Im Einsatzbereich wie in der Aussagefähigkeit weichen beide Systeme voneinander ab, so daß der kompetitive Einsatz häufig sinnvoll erscheint - ähnlich wie es sich bei Geräten der jüngsten Generation digital-elektronischer Systeme in der Nuklearmedizin verhält.

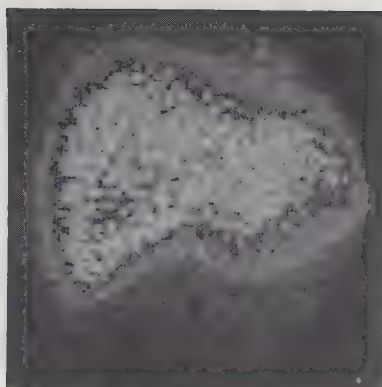
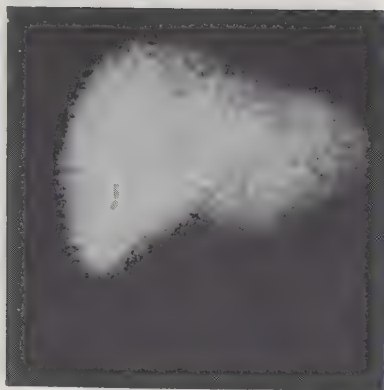
Abschließend seien die speziellen Zusatzfunktionen erwähnt, die erst durch die Digitalisierung zugänglich wurden:

- Speicherung der Befunde zusammen mit Daten des Probanden.
- Doppelisotopenstudien zur Myocard- (20, 55) oder Pankreas-Darstellung (35).
- Zahlenmäßige Auswertung wählbarer Areale.
- Profildarstellung.
- Sequenzszintigraphie und Funktionsdarstellung:
Nephrogramme (8), Hepatogramme (11) als Zeit-Aktivitäts-Diagramme.
- Non-Uniformity-Correction (1, 50).
- Ausdrücke der verschiedensten Art.

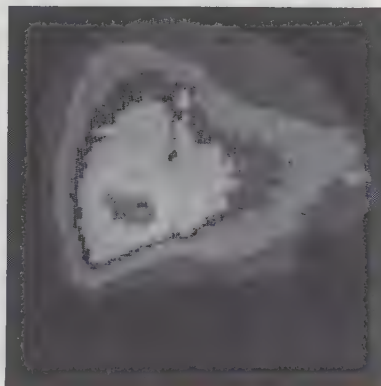
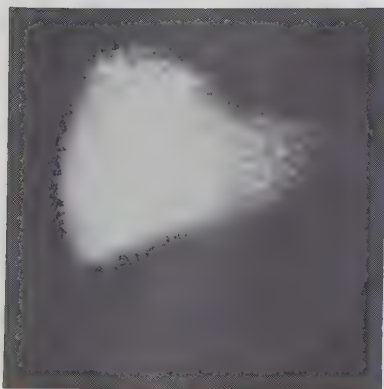
Bildteil

Die folgenden Seiten zeigen Beispiele von Abbildungen im Analogbild (links) und im Digitalbild (Farbbild-96 x 96-Matrix; rechts). Zum Zweck des Vergleichs sind die Abbildungen auf ein einheitliches Format gebracht.

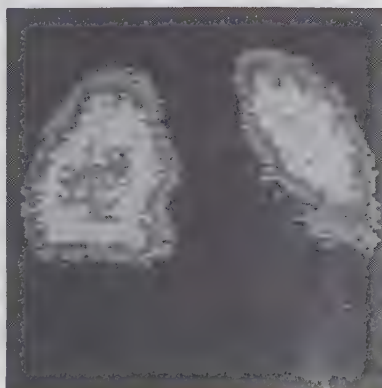
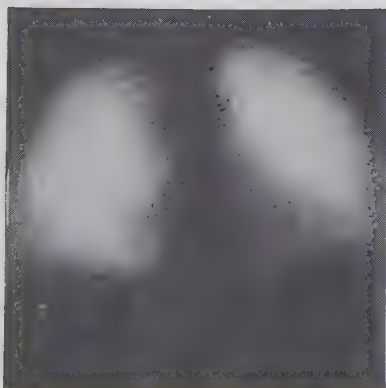
- a. Leberszintigramm;
unauffälliger Befund, Farbdisplay ungeglättet.
- b. Leberszintigramm;
unauffälliger Befund, Farbdisplay geglättet.
- c. Lungenszintigramm;
unauffällige Darstellung.
- d. Nierenszintigramm;
unauffällige Darstellung.
- e. Hirnszintigramm; im Okzipito-parietal-Bereich pathologische Aktivitätsanreicherung.
- f. Skeletszintigramm;
Schädel in unauffälliger Darstellung.



a

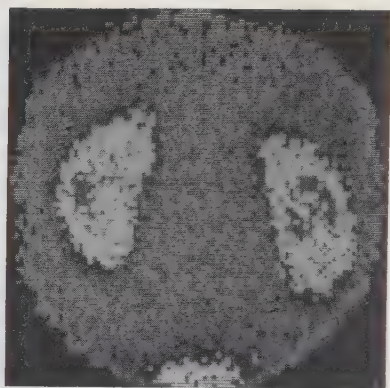
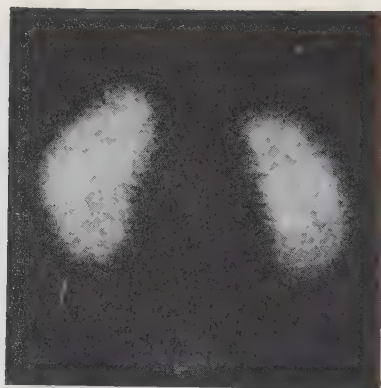


b

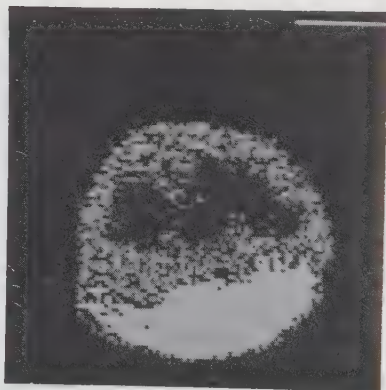
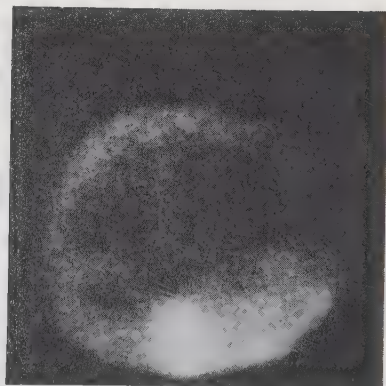


c

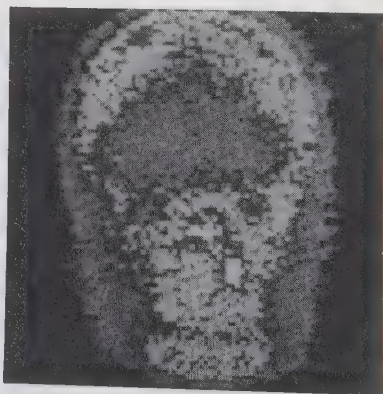
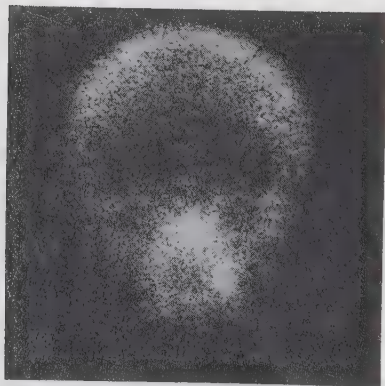
d



e



f



VII. Zusammenfassung

Herkömmliche analoge Darstellung der Szintillationskamera-Information und digital-elektronisches Display zweier in der Impulssammlung unterschiedlicher Systeme wurden vergleichend gegenübergestellt. Die Abhängigkeit der an einem Winkelphantom ermittelten Auflösung von der Rasterfeinheit (32 x 32- bis 256 x 256-Matrix) wurde gemessen, graphisch dargestellt und mathematisch erfaßt. Bei Routine-Einstellungen zeigte sie sich unter den benutzten Versuchsbedingungen um ein Viertel (96 x 96-Matrix) bis ein Drittel (64 x 64-Matrix) vermindert gegenüber dem Analogbild. Eine rechnerisch extrapolierte Verfeinerung des Rasters ließ einen prinzipiellen, informationstheoretisch plausiblen Verlust an Auflösung nach analog-digitaler Umwandlung evident werden und den nur geringen Zugewinn bei steil zunehmendem Aufwand mit weiterer Verfeinerung der Matrix schätzen.

Um das klinische Gewicht der unterschiedlichen Bildcharakteristika aufzuhellen, wurde ergänzend ein Vergleich anhand subjektiver Kriterien der Bildqualität angestellt. Im wesentlichen bestätigte sich hier der Detailverlust (74,3 % eines Punktesystems gegenüber 96,4 % des Analogbildes), auch im Kontrast schnitt das Digitalbild etwas schlechter ab (84,1 % zu 97,8 %); eine leichte Überlegenheit ergab sich hinsichtlich der quantitativen Beurteilbarkeit (99,2 % zu 99,0 %).

Das Digitalbild weist unter Kriterien der Bildqualität Nachteile auf, ist andererseits durch die stichwortartig diskutierte Vielfalt an Modifikationsmöglichkeiten dem Analogbild

VIII. Literaturverzeichnis

- (1) ADAM, W.E., W.J.LORENZ, K.E.SCHEER: Quantitative Untersuchungen mit der Szintillationskamera.
In: "Radioisotope in der Lokalisationsdiagnostik", (HOFFMANN, G., K.E.SCHEER, Eds.) Schattauer-Verlag, Stuttgart, 1967, 55.
- (2) ADAMS, R., C.JANSEN, E.BRAUN, C.FINNEY: Quantitative display of image data as computer-controlled colour-coded isocount contours.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1973, 557.
- (3) ANGER, H.O.: Use of a gamma ray pinhole camera for in vivo studies.
Nature (Lond.) 170 (1952) 200.
- (4) ANGER, H.O.: The scintillation camera for radioisotope localization.
In: "Radioisotope in der Lokalisationsdiagnostik", Schattauer-Verlag, Stuttgart, 1967.
- (5) BENDER, M.A., M.BLAU: Autofluoroscopy: The use of a non-scanning device for tumor localization with radioisotopes.
J.nucl.Med. 1 (1960) 105.
- (6) BENDER, M.A.: The digital autofluoroscope.
In: "Medical Radioisotope Scanning", Bd. 1, IAEA, Wien, 1964.
- (7) BITTER, F., W.E.ADAM: A data acquisition and processing system for rapid dynamic investigations with a scintillation camera.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1973, 443.
- (8) BRITTON, K.E.: Renal function studies with radioisotopes.
In: "Dynamic Studies with Radioisotopes in Medicine", Bd. 1, IAEA, Wien 1975, 215.

- (9) BRILL, A.B.: Data-handling systems for use in dynamic function studies.
In: "Dynamic Studies with Radioisotopes in Medicine", Bd. 1, IAEA, Wien 1975, 13.
- (10) BROWN, D.W.: Digital computer analysis and display of the radioisotope scan.
J.nucl.Med. 5 (1964) 802.
- (10a) BUDINGER, T.F.: Clinical and research quantitative nuclear medicine system.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1973, 501.
- (11) BUTTERMANN, G., J.WOLF, H.W.PABST, G.HÖR, P.E.SCHULZE: Quantitative analysis of hepatograms using a gamma camera and labelled contrast media.
In: "Dynamic Studies with Radioisotopes in Medicine", Bd. 1, IAEA, Wien 1975, 137.
- (12) CASSEN, B. et al.: Instrumentation of ^{131}J used in medical studies.
Nucleonics 9 (1951) 46.
- (13) CASSEN, B., L.CURTIS: Speeding up and improving contrast of thyroid scintigrams.
Nucleonics 10 (1952) 58.
- (14) DIPAOLO, R., P.ALBAREDE, M.TUBIANA: La correction de resolution en scintigraphie.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1969, 783.
- (15) DIPAOLO, R., C.ZAJDE et al.: Système en ligne adapté au traitement des informations scintigraphiques.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1973, 571.
- (16) ERICKSON, J.J., A.B.BRILL: Quantitative approach to determination of minimal digital resolution in digitized camera images.
J.nucl.Med. 11 (1970) 317.
- (17) FEINE, U., K.Zum Winkel: Szintigraphische Diagnostik.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1969.
- (18) FUCKS, W., H.W.KNIPPING: Eine Gamma-Retina zur Bestimmung der raumzeitlichen Verteilung radioaktiver Substanzen.
Naturwissenschaften 42 (1955) 93.

- (19) HASMAN, A., R.T.GROOTHEDDE: Computer-assisted dynamic and static studies performed with the gamma-camera.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1973, 485.
- (20) HEDDE, J.P., R.FELIX: Computerszintigraphie bei der koronaren Herzkrankheit.
In: "Nuklearmed. Praxis und Forschung", Bd. 3, Medico-Informationsdienste, Berlin 1977, 99.
- (21) HUGHES-JONES, N.C., P.L.MOLLISON, N.VALL: Removal of incompatible red cells by the spleen.
Brit.J.Haemat. 3 (1957) 125.
- (22) IINUMA, T.A., T.NAGAI, N.FUKUDA: Digital data processing and display in radioisotope imaging.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1969, 715.
- (23) JORDAN, K., S.GEISLER: Data display in scintigraphy by means of a high-speed electrostatic digital plotter and special computer averaging techniques.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1973, 635.
- (24) KEELING, D.H., A.E.TODD-POKROPEK: Computer-assisted parathyroid scanning.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1969, 745.
- (25) KUHL, D.E. et al.: A high-contrast photographic recorder for scintillation counter scanning.
Radiology 66 (1956) 730.
- (26) KUHL, D.E., R.Q.Edwards: Digital processing for modifying and rearranging rectilinear and section scan data under direct observation.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1969, 703.
- (27) KUNI, H., E.H.GRAUL, H.BELZER: Analogue handling of scintigraphic data.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1969, 687.

- (28) LAUGHLIN, J.S., P.J.KENNY, D.A.WEBER, A.J.DWYER, K.MAYER, E.J.GREENBERG, A.B.DIMICH, S.HASAN: Methods and applications of quantitative computer-analysed scanning.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1969, 633.
- (29) LOKEN, M.K.: Camera studies of lung ventilation and perfusion.
Semin.nucl.Med. 1 (1971) 229.
- (30) LORENZ, W.J. et al.: Interactive processing and displaying of digital scintigrams.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1973, 613.
- (31) MAC INTYRE, W.J., J.H.CHRISTIE: A comparison of data averaging of radioisotope scan data by photographic and dimensional computer techniques.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1969, 771.
- (32) MALLARD, J.R., C.J.PEACHEY: A quantitative automatic body scanner for the localization of radioisotopes in vivo.
Brit.J.Radiol. 32 (1959) 652.
- (33) MALLARD, J.R. et al.: An analysis of quantitative color display for scanning in medical radioisotope scanning.
In: "Medical Radioisotope Scanning", Bd. 1, IAEA, Wien 1964, 423.
- (34) MAYNEORD, W.V., R.C.TURNER, S.P.MEWBERY, H.J.HODT: A method in making visible the distribution of activity in a source of ionizing radiation.
Nature (Lond.), 168 (1951) 76.
- (35) MICHELE, E., H.A.E.SCHMIDT: Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung.
Gasteiner Internationales Symposium, Bd. 12, Verlag H.Egermann, Wien 1976, 107.
- (36) NATARAJAN, T.K., H.N.WAGNER: A data storage, processing and displaying system for radionuclide imaging.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1969, 697.

- (37) PIZER, S.M., H.G.VETTER: Processing radioisotope scans.
J.nucl.Med. 10 (1969) 150.
- (38) POCHIN, E.E., N.B.MYANT, G.HILTON, A.J.HONOUR, B.D.CORBETT: The indications for radio-iodine treatment of the thyroid carcinoma.
Brit.med.J. 2 (1952) 1115.
- (39) REJALI, A.M., E.C.GREGG, W.H.VOELKER, H.L.FRIEDEL: Scanning with a total information storage and controlled data presentation system.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1969, 731.
- (40) ROSE, A.: Quantum effects in human vision.
Biological and Medical Physics, Academic Press Inc., New York 1957.
- (41) SCHEPERS, H., C.WINKLER: An automated scanning system using a tape perforator and computer techniques.
In: "Medical Radioisotope Scanning", Bd. 1, IAEA, Wien 1964, 321.
- (42) SJÖLIN, P.G., G.GAUFFIN, J.BJÖRKMAN: A computerized system for gamma-camera data acquisition and image processing.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1973, 493
- (43) ST.CLAIR NEILL, G.D., F.HUTCHINSON: Computer detection of diffuse lesions on brain scans.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1973, 599.
- (44) TAKENAKA, E.: Filtering and spatial frequency spectra of radioisotope images.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1973, 653.
- (45) TAUXE, W.N., A.C.SPRAU, D.A.CHAAPEL: Contrast enhancement of scanning procedure by high speed digital computer.
J.nucl.Med. 7 (1966) 647.
- (46) TAUXE, W.N.: Digitization and data processing of scintiscan matrices by high-speed computer.
In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1969, 803.

- (47) TAUXE, W.N.: 100-level smoothed scintiscans processed and produced by a digital computer. J.nucl.Med. 9 (1968) 58.
- (48) TAYLOR, S., F.S.STEWART: Distribution of radioiodine in human thyroid gland. Lancet (1951) 232.
- (49) TODD-POKROPEK, A.E.: An investigation using Monte-Carlo techniques and gaming theory into the value of digital radioisotope display systems. In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1973, 705.
- (50) TODD-POKROPEK, A.E., F.ERBSMANN, F.SOUSSALINE: The non-uniformity of imaging devices and its impact in quantitative studies. In: "Medical Radionuclide Imaging", Bd. 1, IAEA, Wien 1977, 67.
- (51) WAGNER, H.N., T.K.NATARAJAN, L.G.KNOWLES, C.E. MC EWAN: Practical applications of the computer in radionuclide imaging. In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1973, 459.
- (52) WINKLER, C., H.SCHEPERS: Eine Methode zur elektro-mechanischen Impulsspeicherung bei der szintillographischen Isotopendiagnostik. Nucl.-Med. (Stuttgart) 2 (1962) 67.
- (53) WINKLER, C., M.AKHTAR, R.KNOPP: A magnetic sheet memory. Its application to the quantitative evaluation and contrast enhancement of scans. In: "Medical Radioisotope Scintigraphy", Bd. 1, IAEA, Wien 1969, 739.
- (54) WOLF, F., E.KRÖNERT: Leber und Gallenwege. In: "Handbuch der medizinischen Radiologie", Bd. 15, Teil 2, Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg 1978, 765.
- (55) WOLF, F., G.REGLER, I.SZILVASI, F.M.SPIELMANN, E.KRÖNERT: Fortschritte der Multinuklid- und Multicomponent-Untersuchung in der praktisch-nuklearmedizinischen Diagnostik. In: "Nuklearmedizin und Biokybernetik", Bd. 2, Medico-Informationsdienste, Berlin 1978, 211.

- (56) ZUM WINKEL, K.: Nuklearmedizin.
Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 1975.

Lebenslauf

Ich, der Unterzeichnende, wurde am 15. Dezember 1950 in Regensburg geboren als Sohn des Vermessungsingenieurs Ernst Trebin und seiner Frau Maria, geb. Hauer.

Nach Besuch der Volksschule und des Humanistischen Gymnasiums legte ich dort im Jahre 1970 das Abitur ab. Im gleichen Jahr begann ich an der Universität Erlangen-Nürnberg das Studium der Medizin, das ich im Jahre 1976 ebendort mit dem Staatsexamen abschloß. Nach einjähriger Medizinalassistentenzeit am Allgemeinen Krankenhaus Bamberg erlangte ich am 19. September 1977 die Approbation als Arzt. In der Folgezeit leistete ich als Truppenarzt in Hammelburg meine Wehrpflicht ab.

Seit dem Jahre 1976 bin ich verheiratet mit meiner Frau Edeltraud, geb. Edenhofer, und habe aus dieser Ehe zwei Töchter.

Erlangen, 26. März 1979

Ernst W. Trebin

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hög, 8520 Erlangen, Hauptstr. 109 (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990